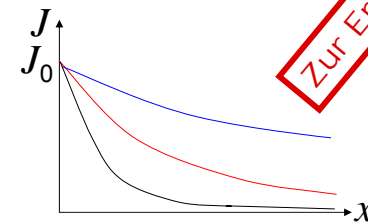


Röntgendiagnostik

1. Grundlagen der Röntgendiagnostik
- Technische Aspekte der Röntgendiagnostik
2. Spezielle Techniken:
Bildverstärker (Fluoroskopie)
direkte digitale Techniken, DSA,
3. CT

Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung: Unterschiedliche Strahlungsabsorption der verschiedenen Gewebe.



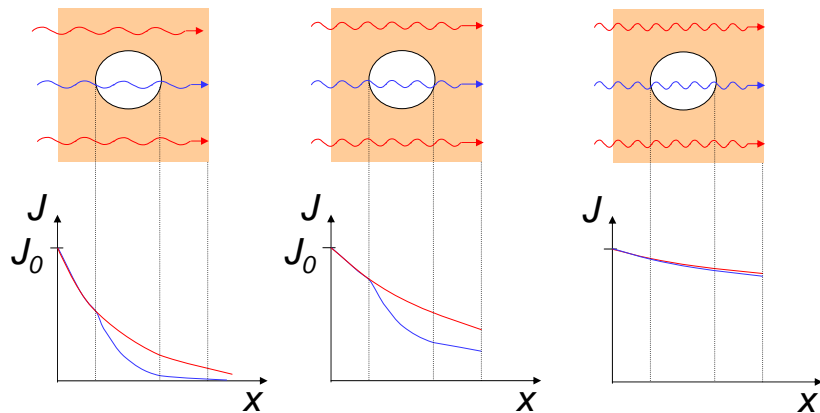
Zur Erinnerung

Luft
Weichteilgewebe
Knochen

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

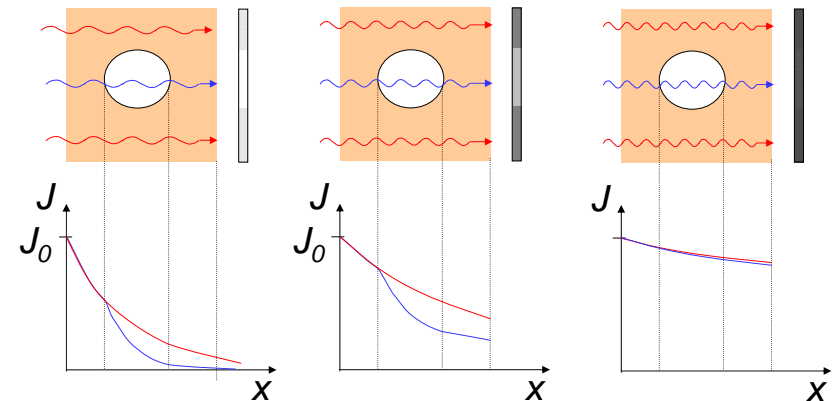
weiche Str.

harte Str.

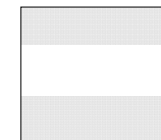


weiche Str.

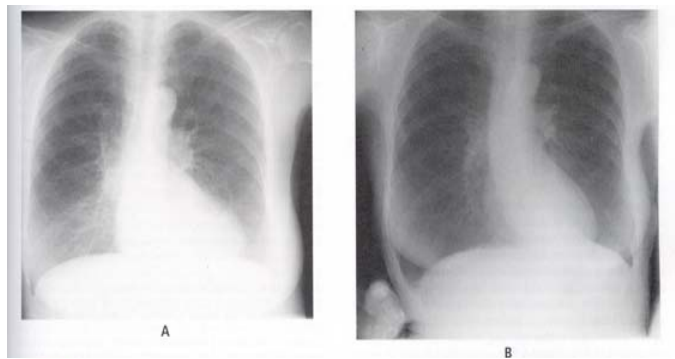
harte Str.



Film-
auf-
nahme

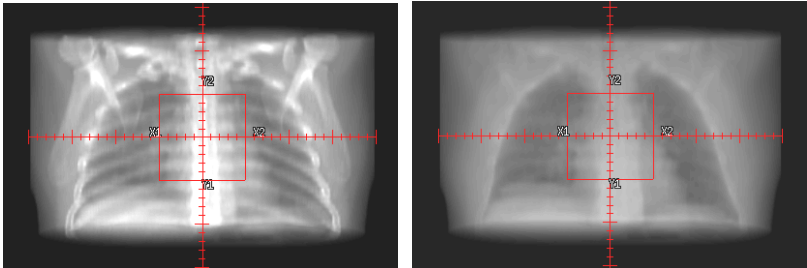


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

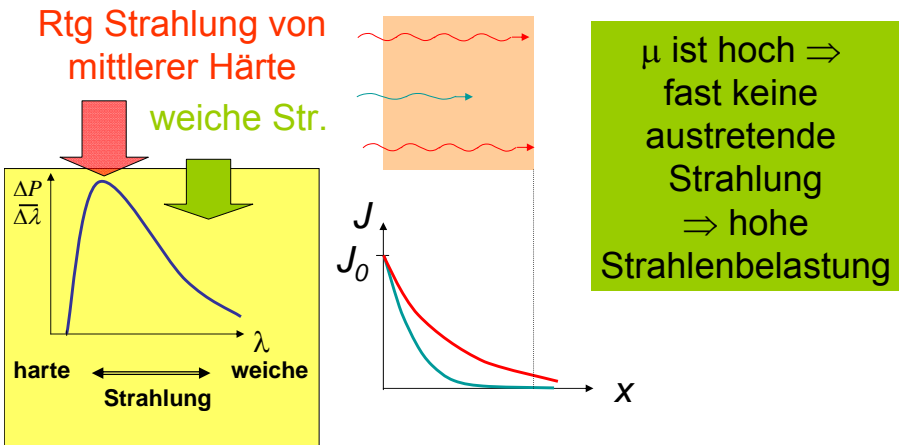
2 MeV

Photoeffekt: 36 %
Compton: 51 %
Paarbildung: 0 %

Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %

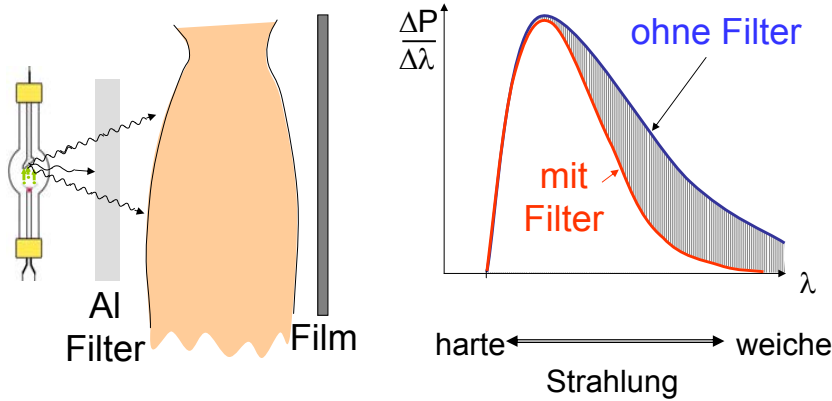
Absorption der weichen und harten Röntgenstrahlung

Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlichen E_{Photon} unterschiedlichen μ



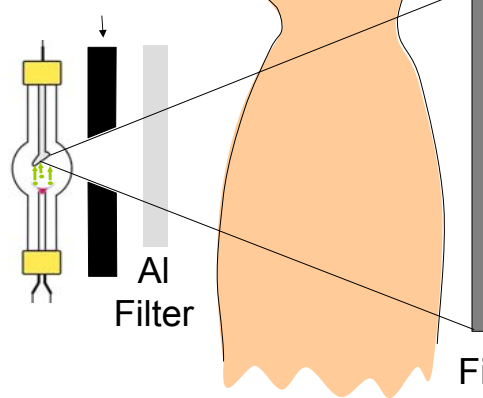
Anwendung von Filtern

Die weiche Röntgenstrahlung muß vor dem Patient ausgefiltert werden!



Kollimator

Bleikollimator



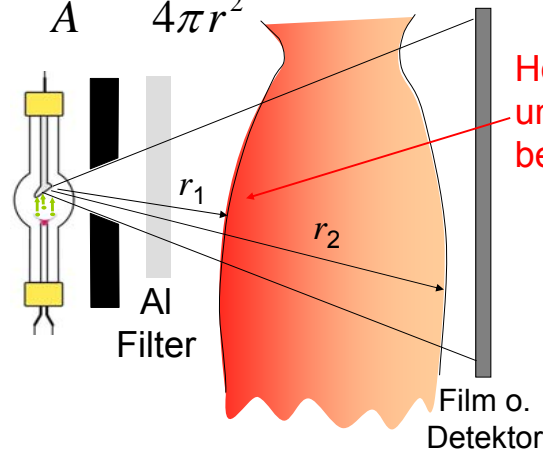
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:
-Strahlenschutz
-Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor



Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$



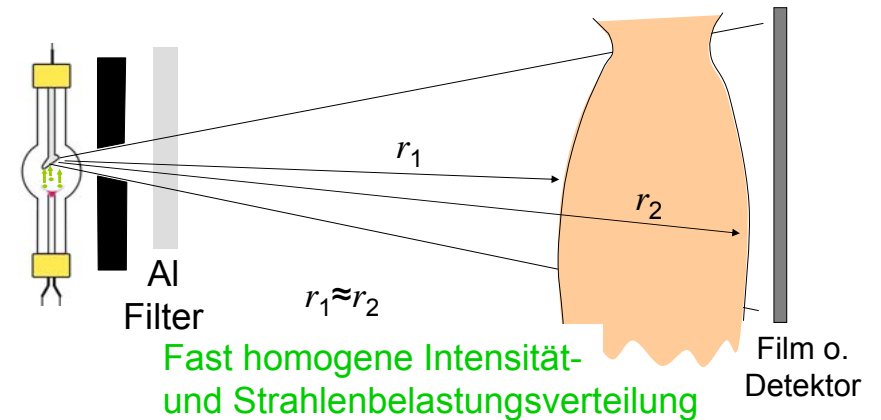
$$r_1 \ll r_2$$

Hohe Intensität und Strahlenbelastung

Film o. Detektor

Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$

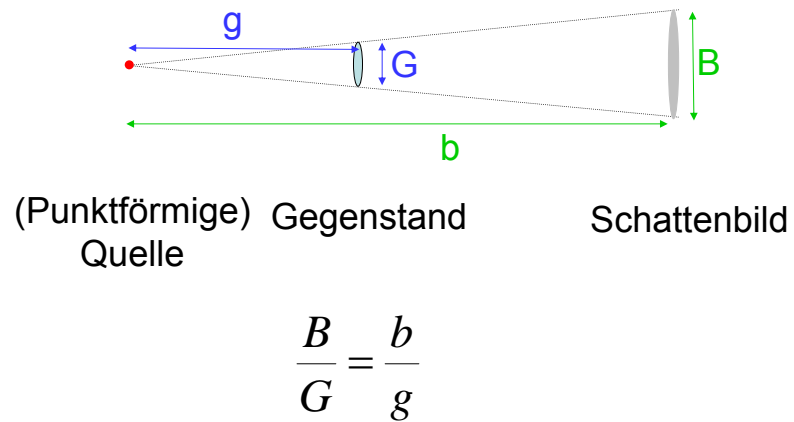


$$r_1 \approx r_2$$

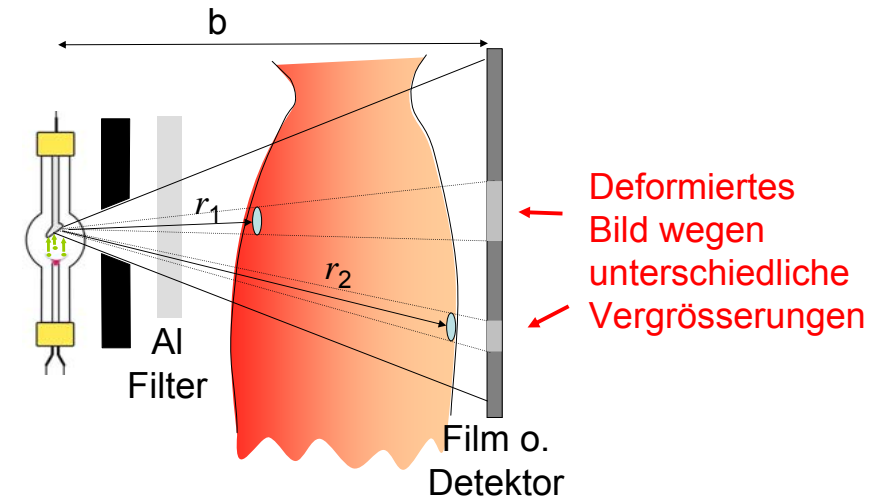
Fast homogene Intensität- und Strahlenbelastungsverteilung

Film o. Detektor

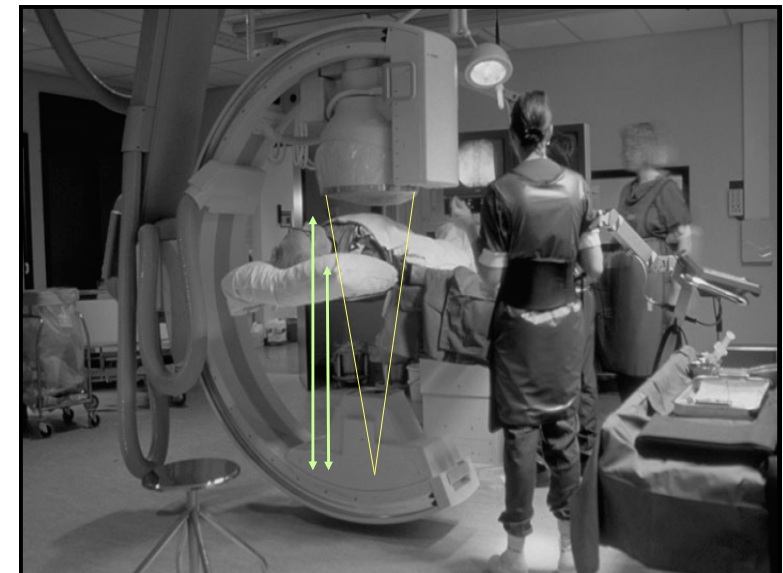
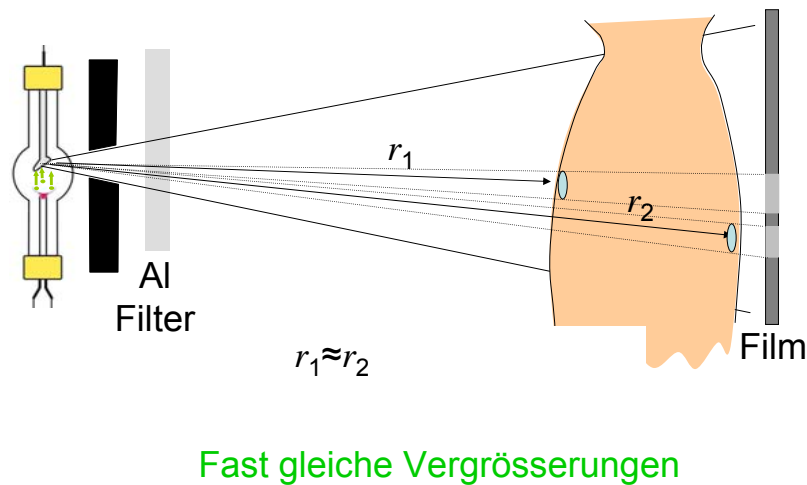
Vergrößerung des Schattenbildes



Abstand und Bildqualität

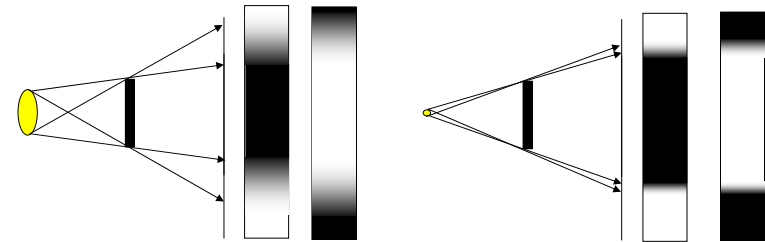


Abstand und Bildqualität





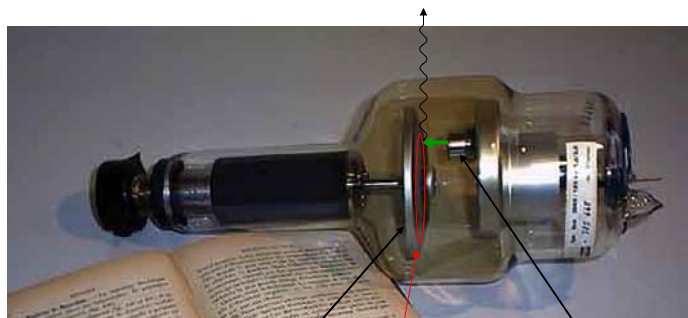
Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode
 \Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



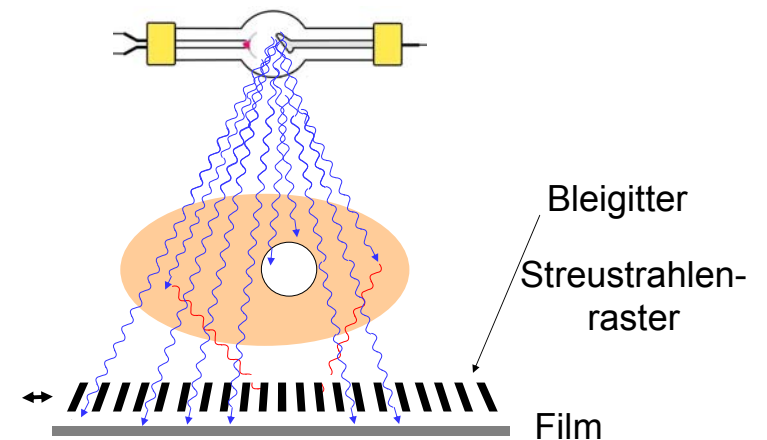
Drehanode

Kathode

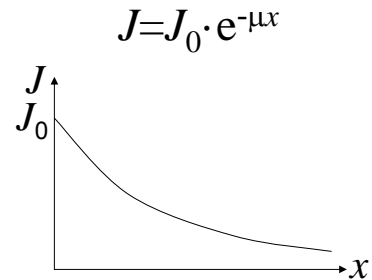
Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke



Spezielle Röntgenmethoden und Röntgentomographie (CT)

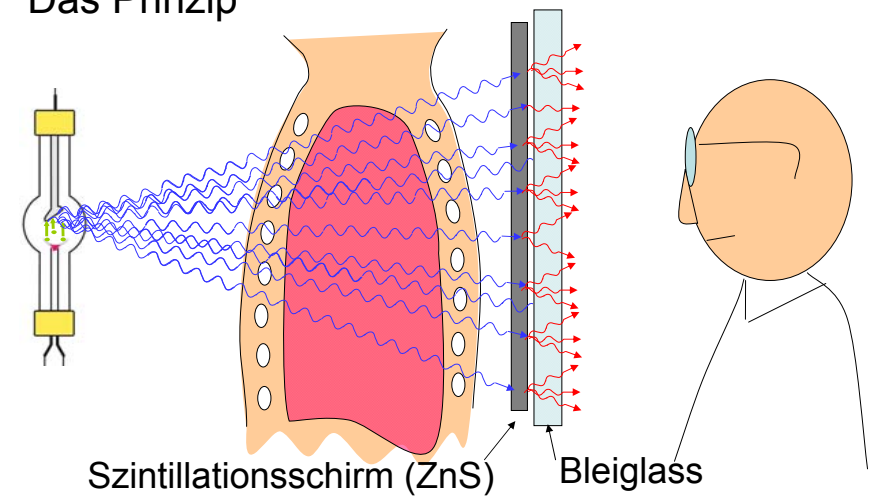


Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

Konventionelle Fluoroskopie

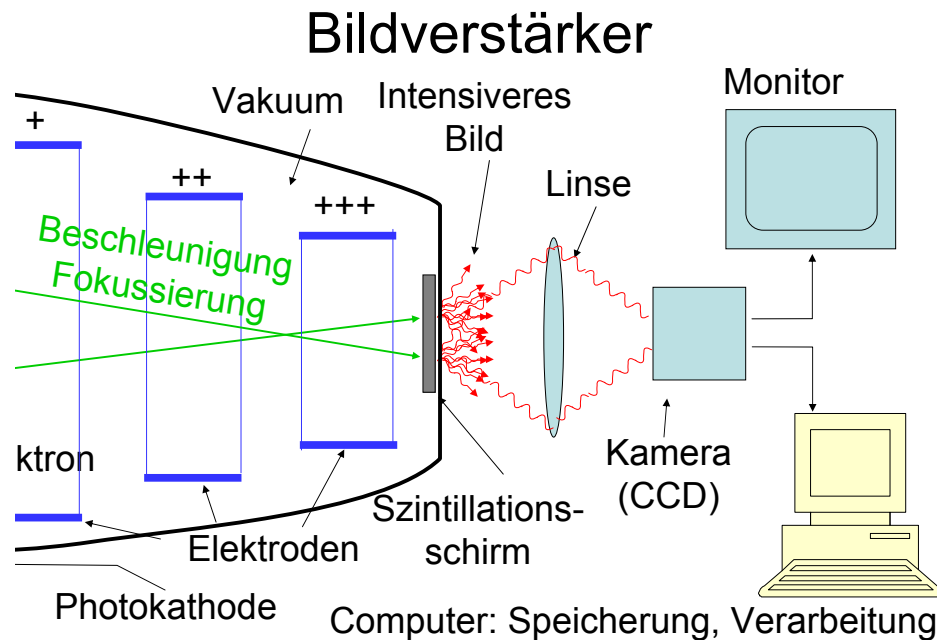
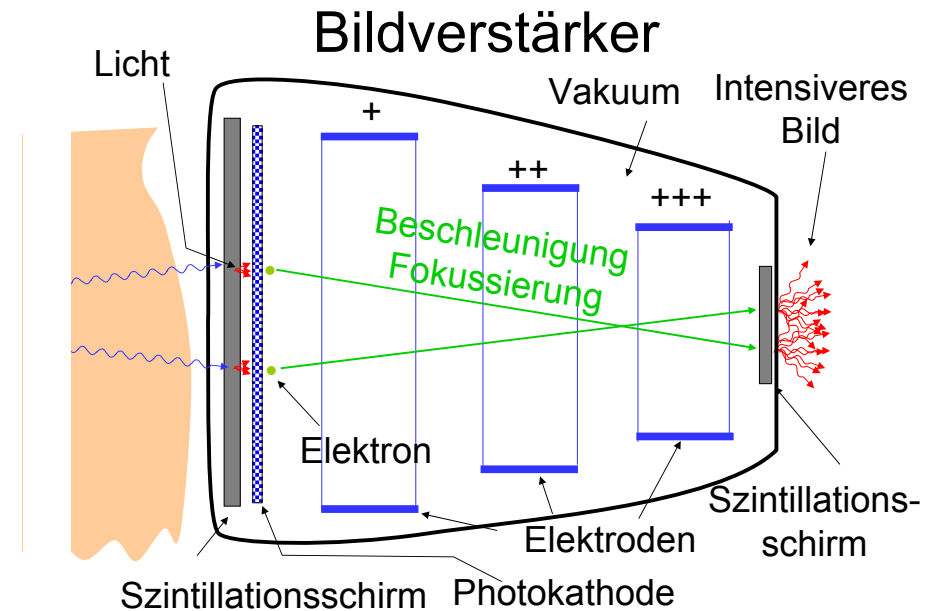
Das Prinzip



Vorteile - Nachteile

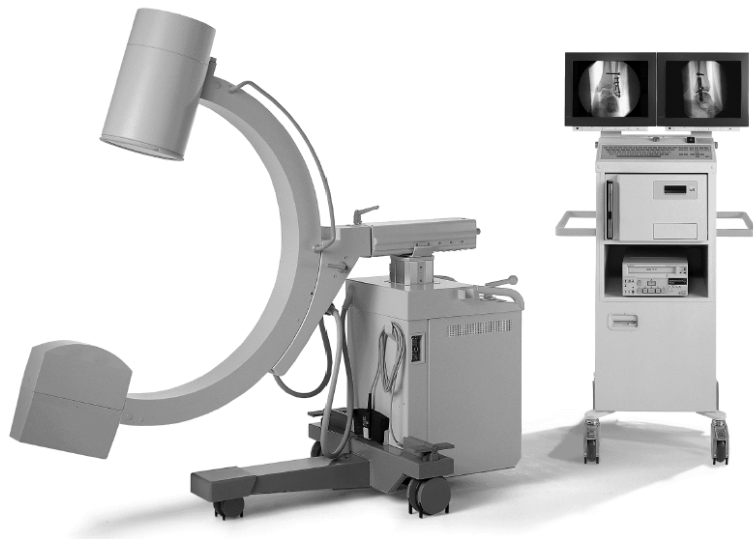
- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - lange Expositionszeit \Rightarrow hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)

\Rightarrow Bildverstärker



Vorteile

- Niedrigere Röntgenstrahlungsintensität ist notwendig: **reduzierte Strahlenbelastung** (Patient und Arzt!)
- Kein dunkler Raum ist notwendig
- Die Bilder können digitalisiert gespeichert und später manipuliert werden (zB. DSA)

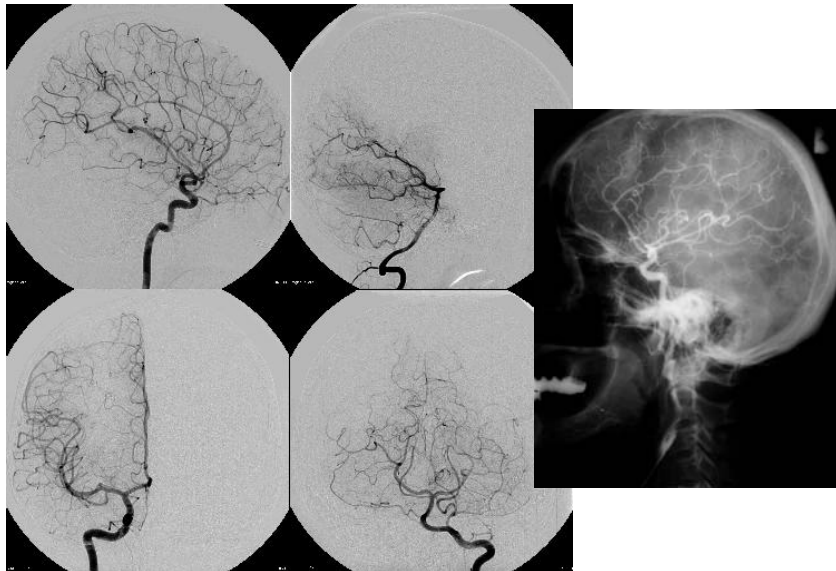


Direkte digitale Röntgentechnik



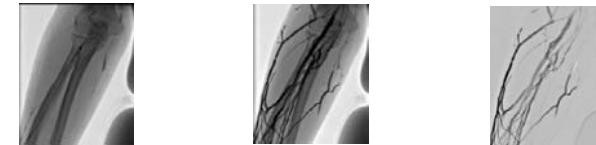
Direkte digitale Röntgentechnik

- Vorteile
 - digitale (Nach)verarbeitung
 - kontrast
 - grauwertspreizung (Fenster)
 - Filter: Rauschunterdrückung
 - Bildspeicherung,
(PACS picture archiving and communication systems)
 - elektronische Weitergebung der Bilder (Internet)
(Patient in VS, Arzt in India!)



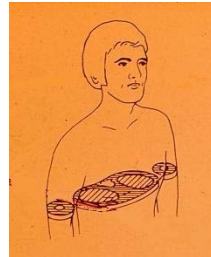
Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

- Basisbild (\Rightarrow digitalisiert gespeichert)
- Eingabe des Kontrastmittels (zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.



CT

- Computed tomography
(Computer-Tomographie)
tomos=Schicht (griechisch)



Τομος

=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

Klassifizierung der tomographischen Verfahren

Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
	• PET
• MRI	• SPECT
• Optische (?)	

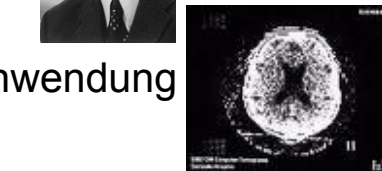
Geschichte der Tomographie

Godfrey N. **Hounsfield**
und Allan M. **Cormack**



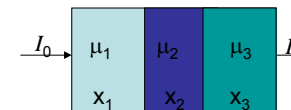
- **1972 Prototyp**
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- **1979 Nobel Preis**
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice

– 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

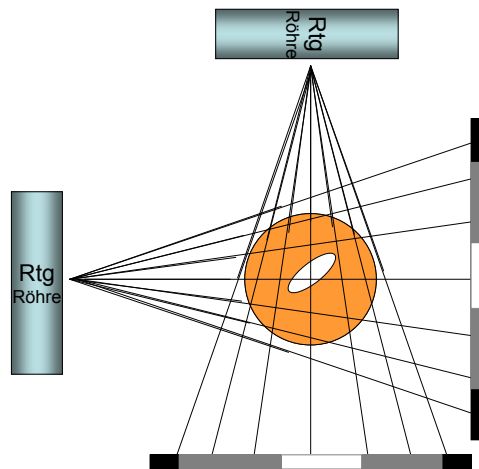
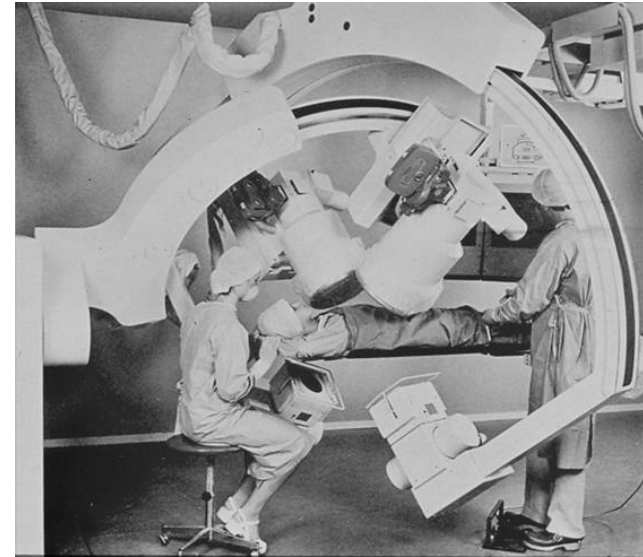
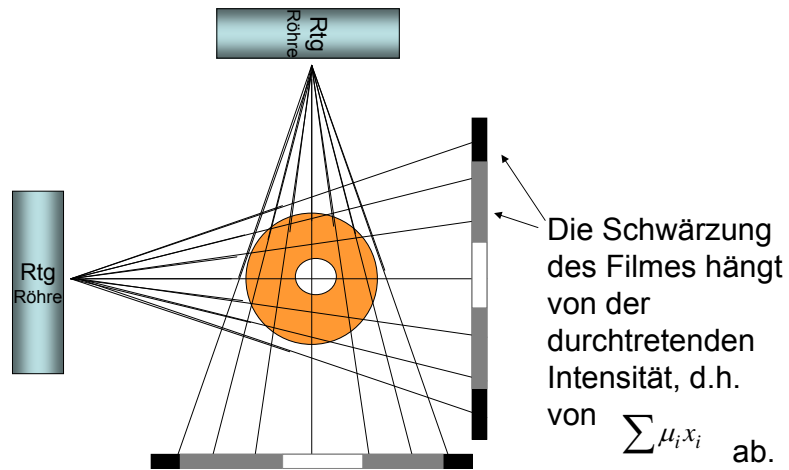
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$



Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

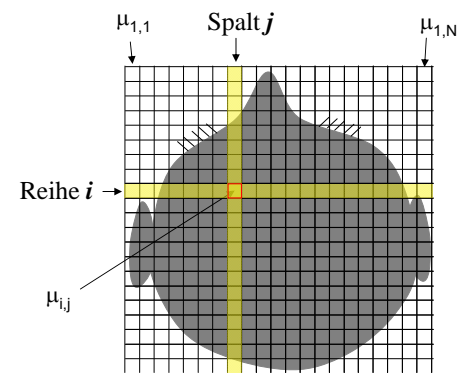
Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe



Bei komplizierten Gegenstände: Aufnahmen aus vielen Richtungen, Auswertung nur mit Computer möglich => CT

Grundprinzip der Computertomographie



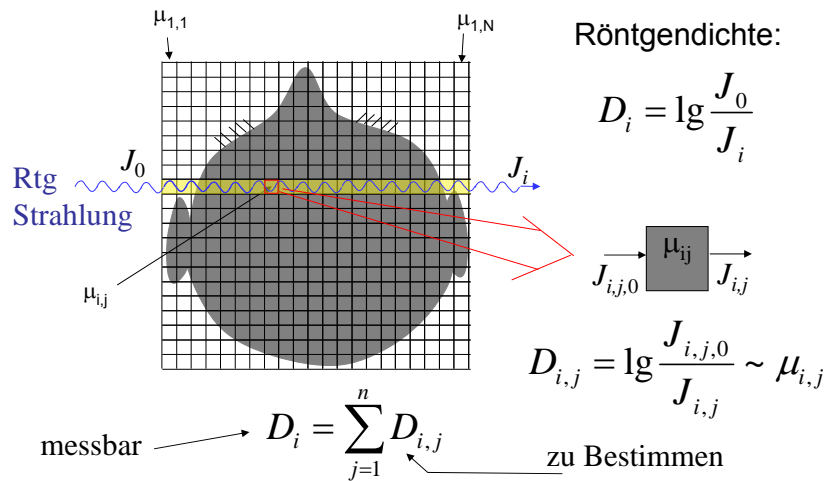
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> die Einzelheiten die kleiner als die Kästchengröße sind, werden nicht aufgelöst.

$\mu_{i,j}$ ist der Schwächungskoeffizient des j -ten Elementes in der Reihe i .

NxN Tabelle (Matrix)

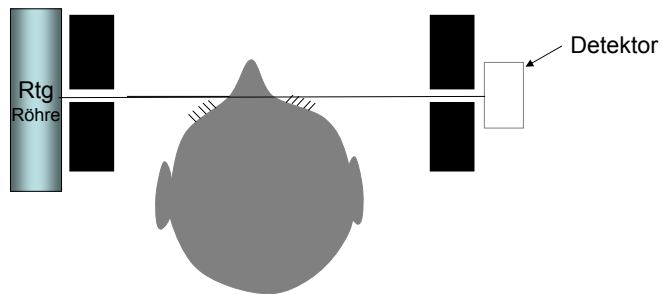
Messung und Bildrekonstruktion



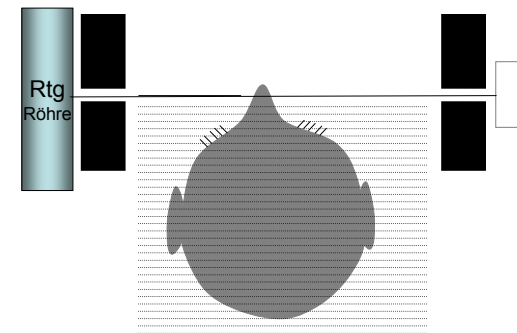
Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)
 eine Aufnahme: N Messwerte
 um $N \times N$ unbekannten zu bestimmen $N \times N$
 Messwerte sind notwendig
 \Rightarrow Aufnahmen aus mehreren Richtungen

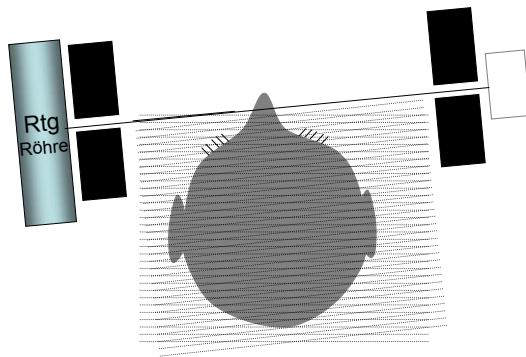
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

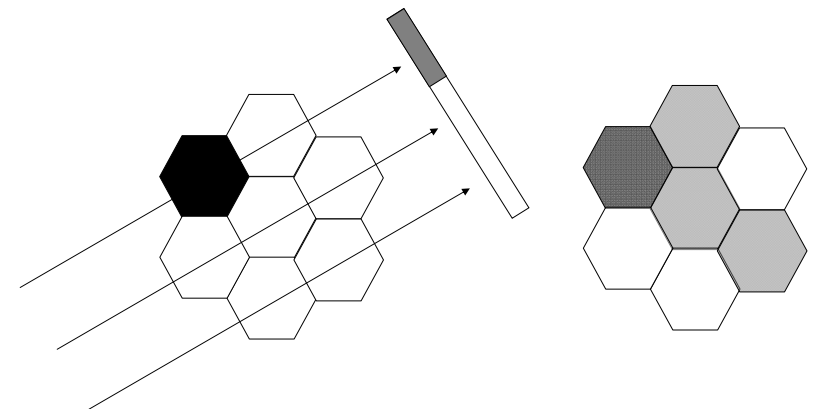
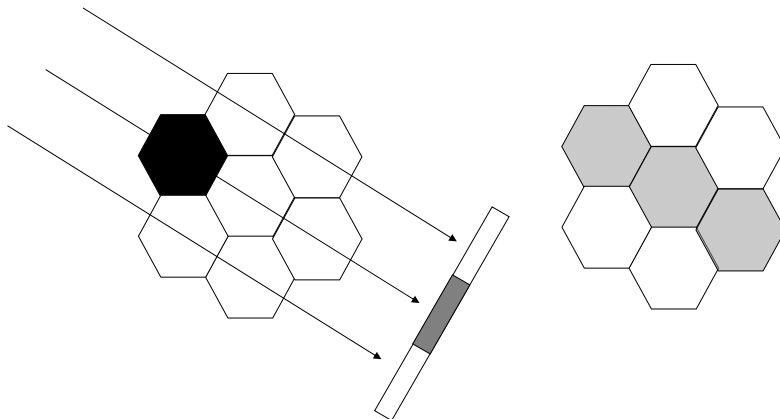
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

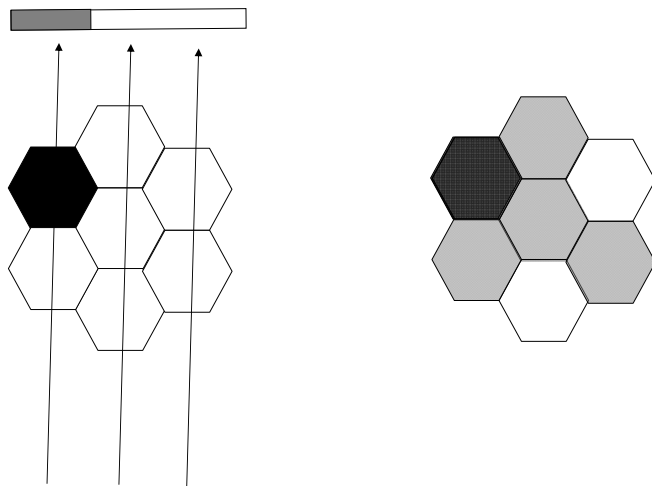
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion

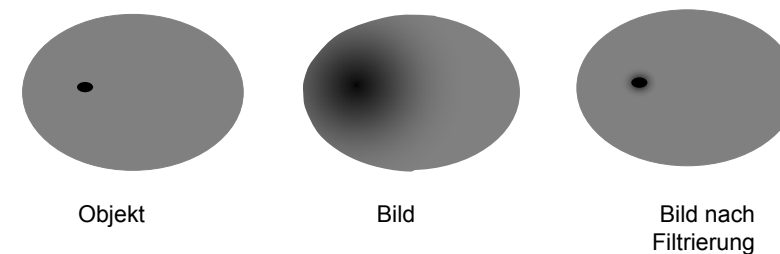




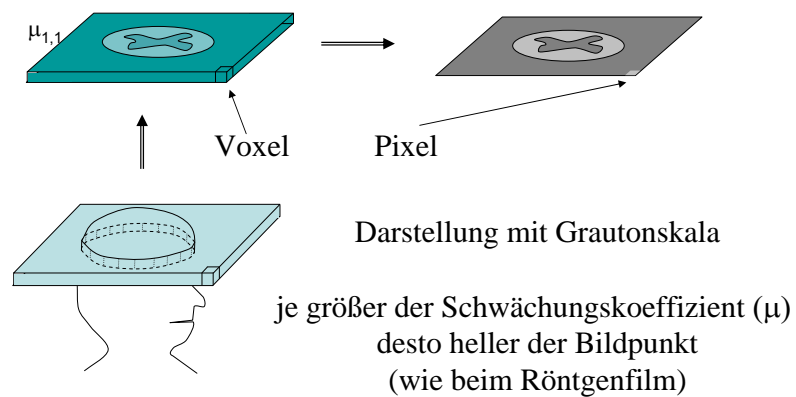
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

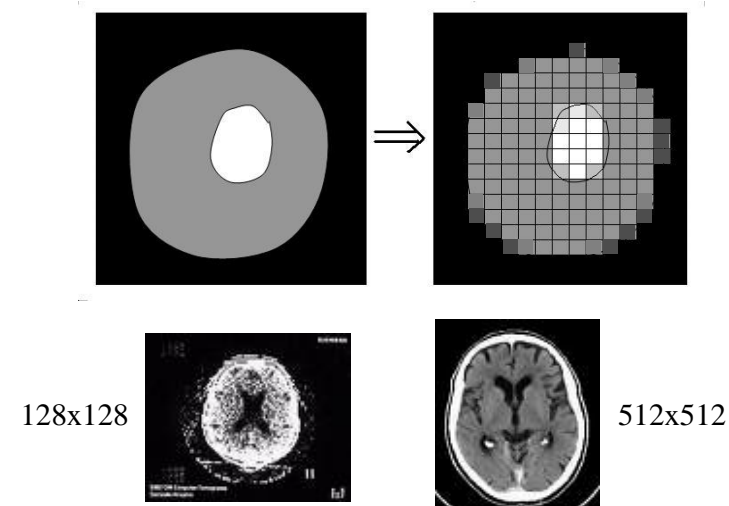
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filterung



Voxel-Pixel



Auflösung



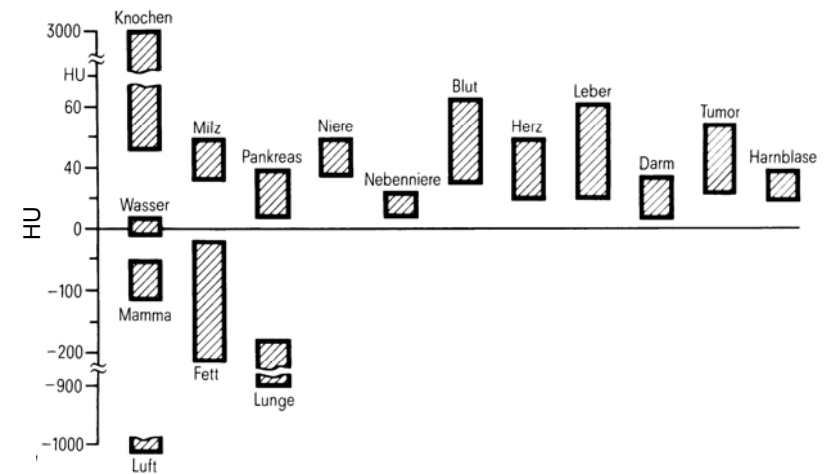
Hounsfield Skala (CT Wert)

$$HU = \frac{\mu - \mu_{wasser}}{\mu_{wasser}} 1000$$

relative Skala
für μ

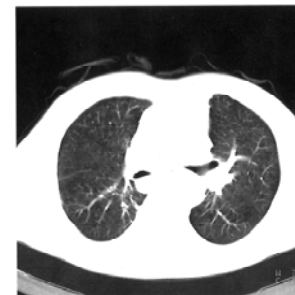
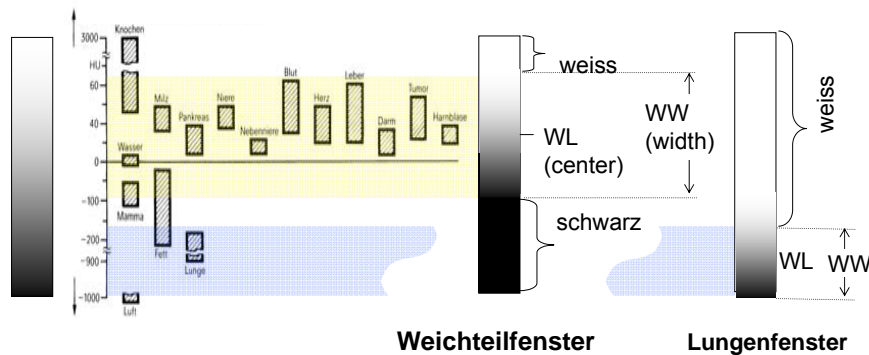
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



Lungenfenster

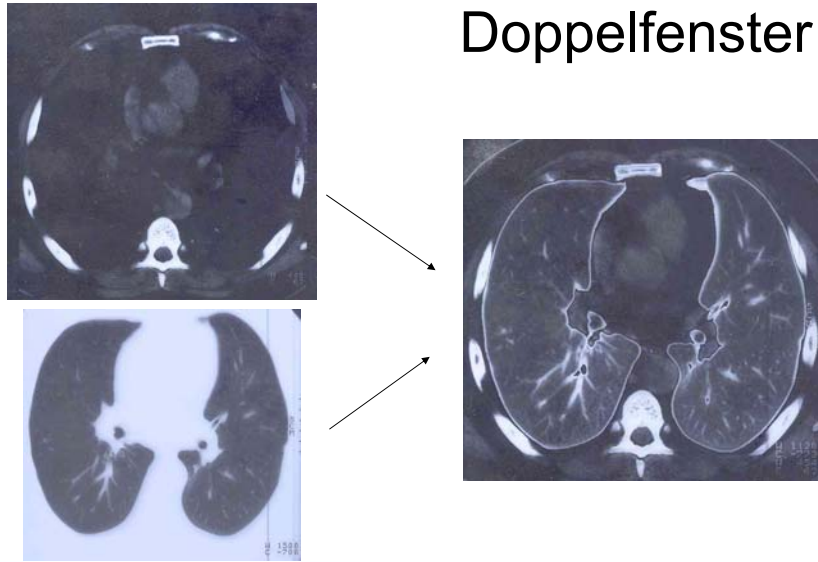
Mitte = -720
Breite = 750
(-1095 ... -345)



Weichteilfenster

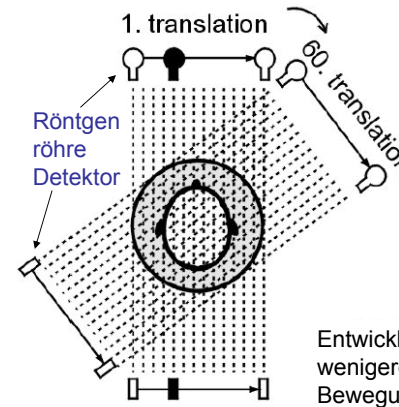
Mitte = 35
Breite = 400
(-165 ... 235)

Doppelfenster

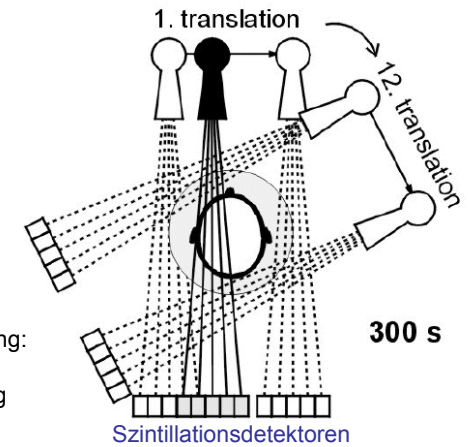


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



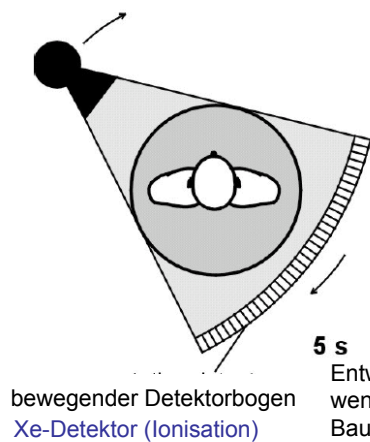
II. Generation



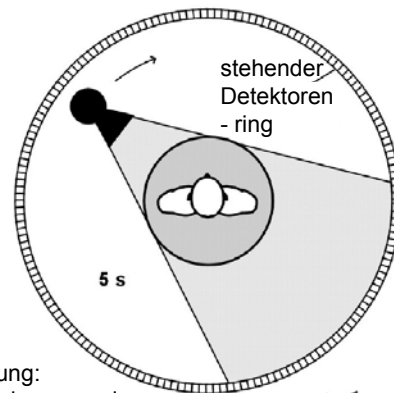
Entwicklung:
wenigere
Bewegung

Technische Realisierung, Generationen

III. Generation

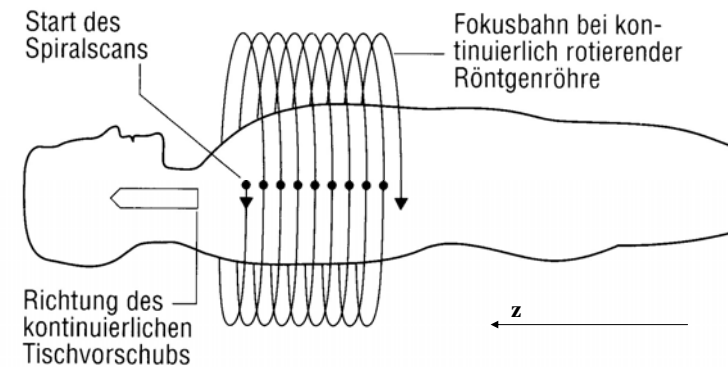


IV. Generation



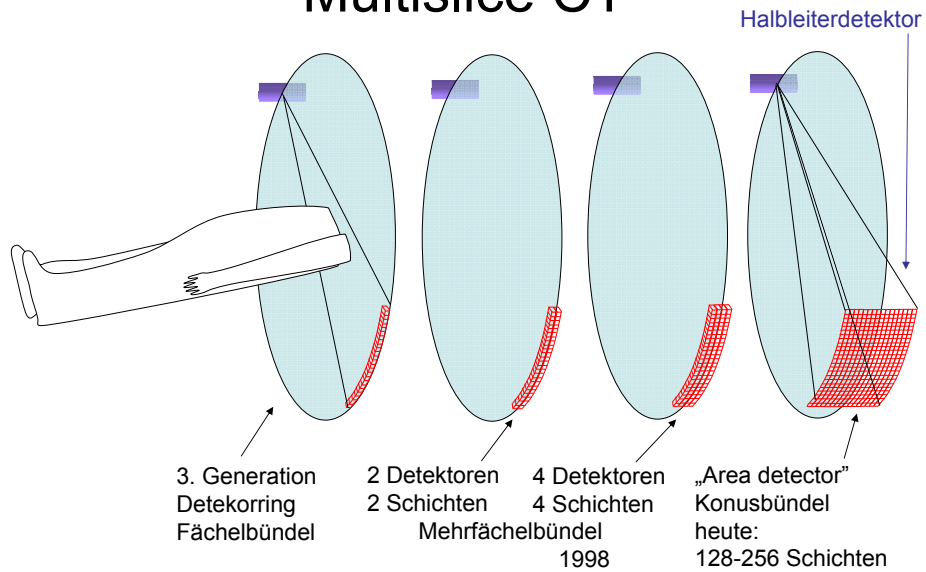
Entwicklung:
wenigere bewegende
Bauelemente

Generationen: spiral CT

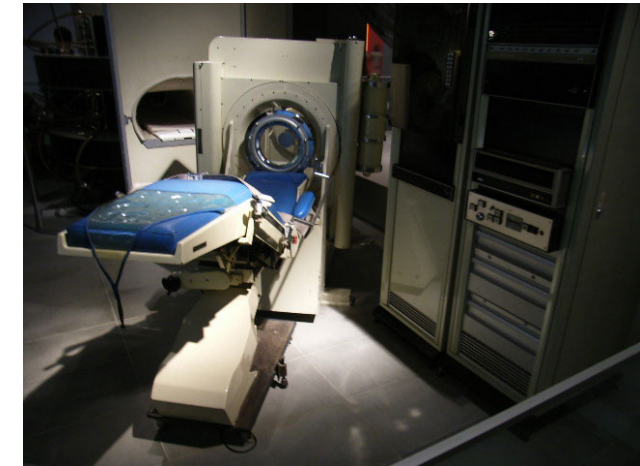


Das schichtbild kann man in einem beliebigen **z** Position gerechnet werden.

Multislice CT



Erste Generation CT



Moderne CT (3. o. 4. Generation)



16 Schichten-CT



CT

Einstellung
mit Laser-
lichtstrahlen



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



21. Feb. 2011.

256 Schichten CT
für Kardiologische
Untersuchungen

Entwicklung der CT-Aufnahmen

Jahr	Zeit (s)/ Aufnahme	Schicht Dicke	Anzahl d. Schichten
1980	10	10	25-30
1985	5	8-10	30-45
1990	1	3-5	100
1995	0,75	3	100
1999	0,5	1-3	220
2003	0,4	0,5-0,75	400-1200
2004	0,33	0,5-0,75	600-2500

3D Darstellung

Bei einem modernen multislice CT:

einige 100 Schichtaufnahmen !!

Große Datenmenge!

Es kann nicht Schicht zu Schicht betrachtet werden =>

Dreidimensionale (3D) Darstellung

3D Darstellung

Surface rendering

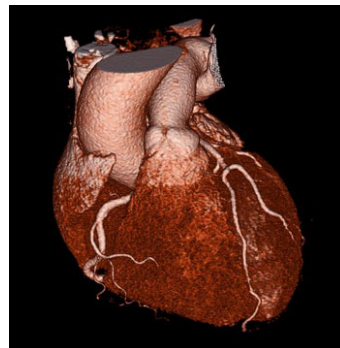
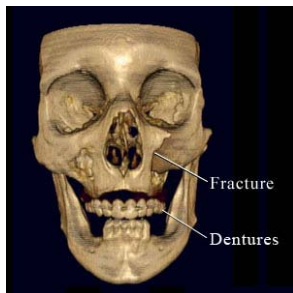
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

Volume rendering

Die Volumenelemente haben unterschiedliche Durchsichtbarkeit, abhängig von ihrem CT-Wert (Weiche Gewebe transparent, Knochen fast intransparent.)

(!)

Surface rendering



Volume rendering



Eine drehende Version findet man hier:
<http://www-graphics.stanford.edu/software/volpack/movies/colorhead.mpg>